

## 発明の名称 (TITLE OF THE INVENTION)

### 処置システム

This application claims benefit of Japanese Application No.2003-83414 filed on March 25, 2003, the contents of which are incorporated by this reference.

## 発明の背景 (BACKGROUND OF THE INVENTION)

### 1.発明の分野 (Field of the Invention)

本発明は、磁気共鳴診断装置と体腔内患部の治療処置を行うエネルギー処置装置とを組み合わせた処置システムに関する。

### 2.関連技術の説明 (Description of Related Art)

従来から体腔内に挿入して患部を治療処置する処置装置として、マイクロ波処置具、電気メス、超音波処置具、或いはR F加温治療処置具等のエネルギー処置具が知られている。エネルギー処置具により、体腔内の処置或いは治療を行う際、磁気共鳴診断装置（以下、MR装置と称する）を使用して処置等や行われることがある。この場合、MR装置で得られる生体断層画像下で、エネルギー処置装置を使用することによって、体腔内に挿入されているエネルギー処置具の正確な位置を生体断層画像によって観察しながら、体腔内患部を効果的に治療を行える。

しかし、MR装置による生体断層画像下で、エネルギー処置具を使用して処置等を行う場合、エネルギー処置具から出力される処置用エネルギーがノイズになって、MR装置で撮像生成される生体断層画像に乱れを発生させる要因になっていた。

このため、特開平11-267133号公報には、エネルギー処置装置とともにMR装置を使用する場合においては、MR装置で生体断層画像を撮像する際、エネルギー処置装置からの処置用エネルギーの出力を停止させたり、自動的に低下させたりする治療装置が提案されている。この治療装置では、MR装置とエネ

ルギー処置装置とを接続し、相互に各種制御信号の送受信を行っている。また、MR装置をシールドルーム内に設置して、エネルギー処置装置から出力されるノイズ等、各種ノイズを避けるようにしている。

#### 発明の概要 (SUMMARY OF THE INVENTION)

本発明の処置システムは、電磁波により患者の生体断層画像を得る磁気共鳴診断装置と、前記磁気共鳴診断装置とともに設置される処置エネルギーにより患者の患部の処置を行うエネルギー処置具と、このエネルギー処置具及び前記磁気共鳴診断装置とともに設置され前記磁気共鳴診断装置によって生体断層画像の撮像を行う際に繰り返し出力される電磁波を受信するアンテナと、スイッチから入力されるオン／オフ制御信号又は、前記アンテナによって受信した電磁波の中に前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波が含まれているか否かの検出結果に基づき、前記エネルギー処置具に処置エネルギーを生成出力する処置用電源部と、この処置用電源部で生成出力された処置エネルギーを前記エネルギー処置具に伝送するエネルギー伝送ケーブルとを有するエネルギー処置装置とで構成される。

The above and other objects, features and advantages of the invention will become more clearly understood from the following description referring to the accompanying drawings.

#### 図面の簡単な説明 (BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS)

図1から図3までは本発明の第1実施形態を説明する図である。

図1は処置システムの構成を説明する説明図

図2はエネルギー処置装置の構成を説明するブロック図

図3はエネルギー処置装置の動作を説明するフローチャート

図4及び図5は本発明の第2実施形態を説明する図である。

図4は処置システムの構成を説明する説明図

図5は処置用電源及び出力制御装置とで構成される処置用電源部を備えたエネルギー処置装置の構成を説明するブロック図

図 6 から図 8 までは本発明の第 3 実施形態を説明する図である。

図 6 は処置システムの構成を説明する説明図

図 7 は処置システムに追加されたリレー部の構成を示すブロック図

図 8 はリレー部を有するエネルギー処置装置の構成を説明するブロック図

図 9 及び図 10 は本発明の第 4 の実施形態を説明する図である。

図 9 は処置システムの構成を説明する説明図

図 10 は処置システムで使用される加熱治療装置の構成を示すブロック図

図 11 及び図 12 は本発明の第 5 の実施形態を説明する図である。

図 11 は前記図 9 で説明した処置装置の高周波ケーブルの端部に設けられるコネクタの構成を説明する説明図

図 12 は前記図 1.1 に示したコネクタが接続される加熱治療装置の構成を示すブロック図

#### 好適な実施の形態の詳細な説明 (DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS)

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

なお、以下で説明する本発明の実施形態においては、磁気共鳴診断装置（以下、MR 装置と称する）で生体断層画像を撮像する際、RF パルス信号（以下、RF 信号と略記する）が繰り返し出力される点に着目している。つまり、RF 信号は、MR 装置の撮像動作中のみに出力される。したがって、MR 装置から出力される RF 信号を検出することによって、MR 装置が撮像動作中であることを判定している。

図 1 ないし図 3 を参照して本発明の第 1 の実施形態を説明する。

図 1 に示すように本発明の処置システム 10 は、MR 装置 1 と、エネルギー処置装置 2 と、RF アンテナ 3 とを備えて構成されている。エネルギー処置装置 2 は、エネルギー処置具 2 a と、処置用電源部 2 b と、エネルギー伝送ケーブル（以下、エネルギーケーブルと略記する）2 c とで主に構成されているエネルギー処置具 2 a は本実施形態においては例えばマイクロ波用の穿刺処置具である。処置用電源部 2 b は、エネルギー処置具 2 a に供給出力するマイクロ波を生成し

て出力する。R F アンテナ 3 は M R 装置 1 から出力される R F 信号を受信検出する。

M R 装置 1 とエネルギー処置具 2 a と R F アンテナ 3 とはシールド壁 4 で囲まれたシールドルーム 5 の内部に設置されている。R F アンテナ 3 の設置位置は、M R 装置 1 から出力される R F 信号を受信検出できる位置にあればいずれの位置であっても良い。具体的には、例えば、M R 装置 1 の近傍、或いは、シールドルーム 5 の内壁等、シールドルーム 5 内の自由な位置に設置される。一方、処置用電源部 2 b は、シールドルーム 5 の外部に設置されている。

シールドルーム 5 内のエネルギー処置具 2 a と、シールドルーム 5 外の処置用電源部 2 b とは、エネルギーケーブル 2 c によって接続される。エネルギーケーブル 2 c は、シールド壁 4 に設けられているパネル孔 6 を介して延出されている。R F アンテナ 3 は、パネル孔 6 を介して処置用電源部 2 b に接続されている。

処置用電源部 2 b にはフットスイッチ 7 が接続されている。フットスイッチ 7 は、処置用電源部 2 b からエネルギー処置具 2 a に向けてマイクロ波を出力するオン状態と、マイクロ波の出力を停止させるオフ状態とを切り替えるオン／オフ制御信号を出力する。

なお、処置用電源部 2 b と別体にフットスイッチ 7 を設ける代わりに、処置用電源部 2 b に破線に示すようにオン状態とオフ状態とに切替え可能にするオン／オフ制御信号を出力する切替スイッチ 8 を設けるようにしてもよい。また、フットスイッチ 7 と切替スイッチ 8 とを設け、いずれかのスイッチ 7、8 を操作することによってもマイクロ波の出力をオン／オフ制御できるようにしてもよい。さらに、フットスイッチ 7 を、パネル孔 6 を介してシールドルーム 5 の内部に配置させる構成であってもよい。

本実施形態においては、エネルギー処置具 2 a をマイクロ波用の穿刺処置具を例にして説明しているが、エネルギー処置具は電気メス、超音波手術処置具、後述する加熱治療装置 30 等であってもよい。また、処置用電源部 2 b については、使用されるエネルギー処置具 2 a の種類に応じて、高周波用や超音波用等の処置用電源部に置き換えられるものとする。

図 2 に示すように処置用電源部 2 b には、出力部 2 1 と、制御部 2 2 と、信号

検出部であるRF検出部23と、操作部24とが設けられている。

出力部21は、エネルギーケーブル2cを介して、エネルギー処置具2aに対して出力する処置用エネルギーであるマイクロ波を生成出力する。制御部22は出力部21を駆動制御する。RF検出部23の出力側は制御部22に接続されている。このことによって、RFアンテナ3で受信検出した信号の中からRF信号を検出した際、RF信号を検出した旨を報知するパルス検出情報を生成して制御部22に出力する。操作部24は、切替スイッチ8等を含む各種操作スイッチであり、制御部22に電氣的に接続されている。各種操作スイッチは、処置用電源部2bの操作パネル（不図示）に設けられている。制御部22にはフットスイッチ7が電氣的に接続されている。

RF検出部23はフィルタ回路25と検出回路26とを備えている。フィルタ回路25は、RF信号以外に相当する周波数成分をカットする。これは、RFアンテナ3において受信検出される信号が、MR装置1からの出力信号であるRF信号以外にも、例えば、エネルギー処置具2aから出力されるノイズになる処置用エネルギーを受信するためである。つまり、フィルタ回路25においては、RFアンテナ3によって受信された各種信号の中から、MR装置1から出力されたRF信号の周波数成分のみを検出回路26に通過させる。

検出回路26は、フィルタ回路25を通過したMR装置1のRF信号を検出判定したとき、パルス検出情報を制御部22に出力する。検出回路26においては、入力されたパルスを整流回路で直流成分に変換し、その直流成分の電圧値或いは高速フーリエ変換を用いて得られた周波数成分等を計測してRF信号の検出判定を行う。

したがって、処置用電源部2bの制御部22においては、RF検出部23から出力されるパルス検出情報又は、フットスイッチ7或いは操作部24の切替スイッチ8から出力されるオン／オフ制御信号を基に、出力部21が制御される。つまり、エネルギー処置具2aに供給出力する処置用エネルギーのオン／オフ制御は、フットスイッチ7或いは操作部24の切替スイッチ8、又は、RF検出部23から出力されるパルス検出情報によって行われる。

図3を参照して制御部22の動作について説明する。

MR装置1は電磁共鳴による生体断層画像の撮像を行う際、数MHzから～数百MHzのRF信号を生体に対して繰り返し出力する。

処置システム10において、処置用電源部2bの電源がオン状態にされると、処置用電源部2bのRF検出部23ではステップS1に示すようにRF信号検出を待機する状態になる。一方、この状態において制御部22では、RF検出部23から出力されるパルス検出情報の入力待ち状態になる。

そして、ステップ2に示すように制御部22で、RF検出部23から制御部22にパルス検出情報が入力されていない状態においては、ステップS3に移行して出力部21からエネルギー処置具2aに向けて処置用エネルギーを出力することが可能な出力操作可能状態にし、再びステップS1に移行してRF検出部23によってRF信号検出を待機する状態になって、上述した制御を繰り返す。ステップS1に戻った後、ステップS2で再びパルス検出情報が入力されていない状態であった場合にはステップ3に移行して出力操作可能状態が継続される。

したがって、この状態で、フットスイッチ7又は切替スイッチ8が操作されて、オン制御信号が制御部22に出力されることによって、出力部21が駆動されて、エネルギー処置具2aに対して、処置用エネルギーを生成出力される。つまり、ステップS2において、制御部22にパルス検出情報が入力されていない状態とは、MR装置1が撮像動作されていない場合である。このため、この状態において、フットスイッチ7又は切替スイッチ8が操作されることによって、エネルギー処置具2aに所定の処置エネルギーが生成出力させて、マイクロ波による治療を行える。

一方、前記ステップS2において、RF検出部23から出力されたパルス検出情報が制御部22に入力されると、ステップ4に移行する。ステップS2において、制御部22にパルス検出情報が入力されている状態とは、MR装置1が撮像動作中の場合である。

ステップ4では、制御部22によって出力部21を非駆動状態にさせるとともに、フットスイッチ7又は切替スイッチ8が操作された場合でも出力部21からエネルギー処置具2aに対して処置エネルギーが出力供給されない、出力操作不可状態に設定される。つまり、この撮像動作中において、出力部21からエネ

ギー処置具 2 a に対して処置用エネルギーが出力されることが停止される。したがって、エネルギー処置具 2 a から出力されるマイクロ波による MR 装置 1 に対する電磁波ノイズが発生しない状態になって、良好な生体断層画像を得られる。

なお、制御部 2 2 にパルス検出情報が入力された状態において、制御部 2 2 によって出力部 2 1 を非駆動状態にさせる代わりに、出力部 2 1 からエネルギー処置具 2 a に出力される処置用エネルギーの出力を、MR 装置 1 の取得する生体断層画像にノイズの影響が生じない程度まで低減させるようにしてもよい。このことによって、前述と同様にマイクロ波が電磁波ノイズとなることが防止されて、MR 装置 1 による良好な生体断層画像の取得を行える。

前記ステップ 4 で出力部 2 1 からの処置用エネルギーの出力が停止状態にされると、ステップ S 5 に移行して、出力停止状態又は出力低減状態が所定時間（例えば約 1 秒程度）の間、維持される。そして、所定時間が経過すると、再びステップ S 1 に移行して RF 検出部 2 3 によって RF 信号検出を待機する状態になって、上述した制御を繰り返す。

ステップ S 1 に戻った後、ステップ S 2 で再びパルス検出情報が入力されている状態であった場合にはステップ 4 に移行して、出力停止状態又は出力低減状態が再び所定時間の間、継続される。

つまり、前記 RF 検出部 2 3 において、MR 装置 1 による MR 撮像が実施されていることを示す RF 信号を検出している間、制御部 2 2 においては、出力部 2 1 からエネルギー処置具 2 a に供給出力する処置エネルギーの出力を所定時間停止状態、又は出力低減状態にする。

このように、MR 装置 1 から MR 撮像時に出力される RF 信号を検出する RF アンテナ 3 を MR 装置 1 の近傍に設けるとともに、パルス検出情報を制御部 2 2 に出力する RF 検出部 2 3 を処置用電源部 2 b に設ける。このことによって、MR 撮像中において、MR 装置 1 は、エネルギー処置具 2 a から出力される処置用エネルギーであるマイクロ波による電磁波ノイズの影響を受けることなく、良好な生体断層画像を表示させることができる。

また、出力部 2 1 からエネルギー処置具 2 a に出力される処置用エネルギーの出力停止、或いは出力低減を所定時間維持させることで、MR 撮像時におけるバ

ルスシーケンスの違いによって、R F信号の間隔が異なる場合でも、MR撮像の途中でエネルギー処置具2 aから処置用エネルギーが出力されることを防止することができる。

以上説明したように、本実施形態の処置システムにおいては、MR装置1及びエネルギー処置装置2の処置用電源部2 bに信号インターフェースなどの特定の機能を追加することなく、MR撮像時においてエネルギー処置装置2から処置用エネルギーが出力されることを停止した状態、或いは出力を低減させた状態に切り替えられる。したがって、MR装置1によるMR観測下でエネルギー処置装置2を使用する状況において、簡便にエネルギー処置装置2から発生するノイズの影響を回避して良好な生体断層画像を得られる。

次に、図4及び図5を参照して本発明の第2の実施形態を説明する。

なお、前記第1実施形態と同一な構成においては同一符号を付して説明を省略する。

第2の実施形態と前述した第1の実施形態との相違は、図4に示すように処置システム10 AのR Fアンテナ3の出力を出力制御装置9に接続していること。出力制御装置9にフットスイッチ7が接続されていること。出力制御装置9と処置用電源部2 dとが信号線2 eによって接続され、かつ、図5に示すようにフットスイッチ7からの電気信号が出力制御装置9から処置用電源部2 dに伝送されるように構成されていることである。

図5に示すように出力制御装置9は、R Fアンテナ3が接続されたR F検出部2 3と、R F検出部2 3の出力に接続された信号生成部2 7とで構成されている。信号生成部2 7にはフットスイッチ7が接続されている。

一方、処置用電源部2 dは、出力部2 1と、制御部2 2と、操作部2 4とを備えて構成されている。制御部2 2には出力制御装置9の信号生成部2 7からの出力信号が信号線2 eを介して入力されるようになっている。

出力制御装置9の信号生成部2 7には、R F検出部2 3から出力されるパルス検出情報と、フットスイッチ7から入力されるオン／オフ制御に対応する信号とが入力される。そして、信号生成部2 7では、R F検出部2 3及びフットスイッチ7から入力されるそれぞれの信号を、フットスイッチ7の操作に伴う信号仕様



と同様な信号に処理して、処置用電源部 2 d の制御部 2 2 へ出力する。

つまり、信号生成部 2 7 では、R F 検出部 2 3 から R F 信号検出信号が出力されたとき生成する処置用電源部 2 d を駆動停止状態にさせる非駆動信号と、フットスイッチ 7 をオフ操作した際に出力する処置用電源部 2 d を駆動停止状態にさせる非駆動信号とを同一仕様の信号にして制御部 2 2 に出力する。また、信号生成部 2 7 では、R F 検出部 2 3 から R F 信号検出信号が出力されていないときに生成する処置用電源部 2 d を駆動状態にさせる駆動信号と、フットスイッチ 7 をオン操作した際に出力する処置用電源部 2 d を駆動させる駆動信号とを同一仕様の信号にして制御部 2 2 に出力する。

つまり、信号生成部 2 7 を備えた出力制御装置 9 を設けることで、MR 装置 1 と処置用電源部 2 d との制御信号の仕様が異なる場合であっても、信号インターフェースを設けることなく、信号生成部 2 7 から制御部 2 2 へ駆動信号又は非駆動信号を出力させて第 1 実施形態と同様に、MR 撮像時においてエネルギー処置装置 2 から処置用エネルギーが出力されることを停止した状態、或いは出力を低減させた状態に切り替えられる。したがって、MR 装置 1 による MR 観測下でエネルギー処置装置 2 を使用する状況において、簡便にエネルギー処置装置 2 から発生するノイズの影響を回避して良好な生体断層画像を得られる。

また、処置用電源部 2 d にフットスイッチ 7 の接続部を設けることで、フットスイッチ 7 を処置用電源部 2 d に接続して使用することが可能になる。このことによって、MR 装置 1 による MR 観測下において、エネルギー処置具 2 a による治療処置を行う必要のない場合には、フットスイッチ 7 を処置用電源部 2 d の制御部 2 2 に直接接続する。このことによって、フットスイッチ 7 の操作によって処置用電源部 2 d の駆動制御を行うことができる。

次いで、図 6 ないし図 8 を参照して本発明の第 3 の実施形態を説明する。

なお、前記第 1 実施形態と同一な構成においては同一符号を付して説明を省略する。

第 3 の実施形態と前述した第 1 の実施形態との相違は、図 6 に示すように処置システム 1 0 B のシールドルーム 5 のシールド壁 4 に設けられたパネル孔 6 の近傍にリレー部 1 1 を設けたこと。処置用電源部 2 f とエネルギー処置具 2 a とを

接続するエネルギーケーブル 2 c がリレー部 1 1 によって中継されていること。  
リレー部 1 1 と処置用電源部 2 b とが切替信号ケーブル 1 2 によって接続されていることである。

図 7 に示すようにリレー部 1 1 には、処置用電源部 2 b とエネルギー処置具 2 a とを接続するエネルギーケーブル 2 c の端部がそれぞれ接続される一対の接点 1 1 a、1 1 b と、これら接点 1 1 a、1 1 b を接続状態又は非接続状態に切り替えられる可動片 1 1 c とが設けられている。可動片 1 1 c には、この可動片 1 1 c を接続状態又は非接続状態に切替駆動させる切替信号ケーブル 1 2 が接続されている。

図 8 に示すように処置用電源部 2 f の出力部 2 1 とエネルギー処置具 2 a とはリレー部 1 1 を介してエネルギーケーブル 2 c によって接続されている。また、切替信号ケーブル 1 2 は制御部 2 2 A に接続されている。つまり、本実施形態の制御部 2 2 A は、前述した第 1 の実施形態と同様な制御機能に加えて、リレー部 1 1 を駆動制御する機能を有している。

このような構成の処置用電源部 2 f の制御部 2 2 A においては、R F 検出部 2 3 から出力されたパルス検出情報を検出することによって、出力部 2 1 からエネルギー処置具 2 a に出力される処置エネルギーを停止状態にさせるとともに、リレー部 1 1 の可動片 1 1 c を非接続状態にする制御を行う。

このことによって、出力部 2 1 からエネルギー処置具 2 a への処置エネルギーの供給出力が停止されるとともに、出力部 2 1 とエネルギー処置具 2 a とを接続しているエネルギーケーブル 2 c がリレー部 1 1 で非接続状態にされる。

このように、処置用電源部 2 f とエネルギー処置具 2 a とに接続されるエネルギーケーブル 2 c を接点 1 1 a、1 1 b に接続し、接点 1 1 a と接点 1 1 b とを可動片 1 1 c によって接続状態と非接続状態とに切り替えられる構成にしたことによって、処置用電源部 2 f とエネルギー処置具 2 a との接続状態を、リレー部 1 1 で切断することによって処置用電源部 2 f やエネルギーケーブル 2 c に混入したノイズの伝送をもカットすることができる。

なお、第 2 の実施形態に示した処置用電源部 2 d とエネルギー処置具 2 a との間にリレー部 1 1 を設ける構成にしても同様の作用及び効果を得ることができる。

図 9 及び図 10 を参照して本発明の第 4 の実施形態を説明する。

なお、前記第 1 実施形態と同一な構成においては同一符号を付して説明を省略する。

図 9 に示すように本実施形態の処置システム 10 C は、シールド壁 4 に囲まれたシールドルーム 5 内に、処置システム 10 C を構成する生体断層画像を撮像生成する MR 装置 1 と、エネルギー処置装置 2 である加熱治療装置 30 のエネルギー処置具 2 a を構成する生体の食道や尿道等の体腔内に挿入される内腔アプリータ 31 と、生体表面に配置する体外アプリータ 32 とを設置している。

加熱治療装置 30 は、内腔アプリータ 31 と体外アプリータ 32 との間に高周波電流が印加されることによって生体組織を加熱治療する装置である。本実施形態の説明における加熱治療装置 30 では、前述したマイクロ波を用いたマイクロ波用の穿刺処置具と異なり、内腔用のアプリータ 31 と体外用のアプリータ 32 とが用いられる。また、処置用電源部 2 g は、加熱治療装置 30 に供給出力する高周波電流を生成して出力する。

内腔アプリータ 31 からは高周波ケーブル 33、内腔冷却水チューブ 34、温度センサーケーブル 35 が延出しており、シールド壁 4 に設けられたパネル孔 6 を介して処置用電源部 2 g に接続されている。なお、内腔アプリータ 31 の先端にはバルーン 44 が設けられている。このバルーン 44 には生体組織の温度を計測する図示しない温度センサーが配設されている。

高周波ケーブル 33 は高周波電流を供給する。内腔冷却水チューブ 34 は、バルーン 44 によって生体組織を冷却するために必要な冷却水を循環させる、温度センサーケーブル 35 は、温度センサーからの信号を伝達する。

一方、体外アプリータ 32 には高周波ケーブル 33、体外冷却水チューブ 36 が接続され、シールド壁 4 に設けられたパネル孔 6 を介して処置用電源部 2 g に接続されている。

高周波ケーブル 33 は高周波電流を供給する。体外冷却水チューブ 36 は体外アプリータ 32 に接触する生体組織を冷却するための冷却水を循環させる。

なお、高周波ケーブル 33 は所定の位置で分岐して、内腔アプリータ 31 と体外アプリータ 32 とにそれぞれ接続されている。また、高周波ケーブル 33、

内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、体外冷却水チューブ36は、処置用電源部2g、内腔アプリータ31及び体外アプリータ32に対してそれぞれコネクタにより着脱自在に接続されるようになっている。さらに、処置システム10Cを備える施設によって、MR装置1と処置用電源部2dとの配置位置が異なるため、エネルギー処置具2aと処置用電源部2dとの中継距離に長短が生じるため、高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、体外冷却水チューブ36は、それぞれ長さの異なるものが準備されている。このことにより、施設に応じた最適な長さのものを使用して処置システム10Cが構成される。

図10に示すように処置用電源部2gは、出力部21Aと、制御部22と、操作部39と、中継距離選択部40と、補正部41とで主に構成されている。なお、中継距離選択部40は、操作パネルに操作部39とともに設けられている。

出力部21Aは、内腔アプリータ31及び体外アプリータ32への治療用高周波電流の生成出力、冷却水の送水及び温度信号受信等を行う。操作部39は制御部22に対して各種駆動指示入力を行う複数のスイッチ等であり、処置用電源部2gの図示しない操作パネルに設けられている。中継距離選択部40は、処置用電源部2dに接続される高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、体外冷却水チューブ36の長さを選択設定する。補正部41は、中継距離選択部40で選択設定された高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35及び体外冷却水チューブ36の長さに応じて、制御部22による駆動を補正する。

上述のように構成した処置用電源部2gでは、内腔アプリータ31と体外アプリータ32とにより加熱治療を行う際、操作部39からの操作指示入力により、出力部21Aから出力される高周波電流出力値、冷却水温度、冷却水圧力、加温温度、加温時間等の設定を行う。

加熱治療装置30をMR装置1と併用して使用する場合、MR装置1で撮像する生体断層画像を乱すおそれがある。このため、処置用電源部2gをシールドルーム5外に配置している。しかし、このことによって、処置用電源部2gは、MR装置1から比較的離れた位置に配置されてしまう。

つまり、処置用電源部 2 g がシールドルーム 5 内に設けられた MR 装置 1 から遠く離れ、かつ、シールドルーム 5 のシールド壁 4 から離れた位置に配置されること等がおこる。その場合、処置用電源部 2 d に接続される、内腔アプリケーション 3 1 及び体外アプリケーション 3 2 から延出される高周波ケーブル 3 3、内腔冷却水チューブ 3 4、温度センサーケーブル 3 5 及び体外冷却水チューブ 3 6 の長さ、言い換えれば中継距離が長くなる。中継距離が長い場合、高周波電流、送水及び温度信号の中継距離が長い場合、高周波電流の減衰、冷却水の送水中の温度の変化、冷却水の送水中の送水圧力の変化、及び温度センサーの種類によっては長さによる温度誤差等が生じて加熱治療の効率が低下するおそれがある。

そこで、中継距離選択部 4 0 によって高周波ケーブル 3 3、内腔冷却水チューブ 3 4、温度センサーケーブル 3 5 及び体外冷却水チューブ 3 6 の長さである中継距離を入力する。すると、入力された値に応じ、補正部 4 1 によって高周波電流値、送水温度、送水圧力及び温度測定値等の補正を行い、その後、制御部 2 2 へ出力し、この補正値を基に制御部 2 2 では出力部 2 1 A からの出力設定を行う。

補正部 4 1 から制御部 2 2 へ出力される補正値は、中継する距離の変化を考慮して、表 1 に示すように高周波ケーブル 3 3 へ出力される出力設定の補正、内腔冷却水チューブ 3 4 及び体外冷却水チューブ 3 6 に供給される冷却水温度の補正及び冷却水圧力値の補正、温度センサーケーブル 3 5 で伝送される温度センサー測定値の補正を行う。

中継距離	出力 設定補正	冷却水温度 設定補正	冷却水圧力 測定値補正	温度センサー 測定値補正
1.5m (標準)	0	0	0	0
4m	+2%	-1℃	-1 kPa	-0.1℃
8m	+5%	-2℃	-2 kPa	-0.2℃
12m	+8%	-3℃	-3 kPa	-0.3℃

具体的に、高周波電流の出力値については、高周波ケーブル 3 3 の長さが長くなるにしたがって減衰量が大きくなるので、長さ寸法の延長に伴って高い出力値に補正設定する。冷却水温度については、冷却水チューブ 3 4、3 6 の長さが長

くなるにしたがって冷却水が温められるので、低い温度に補正設定する。冷却水圧力値については、冷却水チューブ34、36の長さが長くなるにしたがって圧力が高く測定されるので、圧力値を下げるように補正設定する。温度センサー測定値については、温度センサーケーブル35の長さが長くなるにしたがって僅かに温度誤差が生じるので、測定値を下げるように誤差を補正設定する。

このように、本実施形態においては、処置用電源部2gに、高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、体外冷却水チューブ36及び温度センサーケーブル35等の中継距離の変化に伴う設定値や測定値の変動を補正するための補正部41を設けたことによって、処置用電源部2gと、加熱治療装置30を構成する内腔アプリケータ31及び体外アプリケータ32との中継距離が変化した場合でも、中継距離に応じた設定値や測定値の設定を可能にして安定した加熱治療を実施することができる。

図11及び図12参照して本発明の第5の実施形態を説明する。

なお、前記第4実施形態と同一な構成においては同一符号を付して説明を省略する。

図11に示すように本実施形態においては、加熱治療装置30を構成する内腔アプリケータ31及び体外アプリケータ32と処置用電源部2hの高周波電流を出力する出力部21Aとを接続する高周波ケーブル33に、中継距離を識別する機能を有するコネクタ43を設けている。具体的には、コネクタ43の内部に、高周波ケーブル33の中継距離を示す距離識別子42を内蔵している。この距離識別子42の簡単な構成例としては電気抵抗体であり、中継距離に応じた抵抗値が予め各コネクタ毎に割り当てられるようになっている。また、図12に示すように処置用電源部2hには中継距離選択部40に代えて、中継距離判別部45が設けられている。

前述した構成の高周波ケーブル33のコネクタ43を処置用電源部2hに接続すると、中継距離判別部45と距離識別子42とが電氣的に接続された状態になる。すると、中継距離判別部45によって距離識別子42に割り当てられている抵抗値から中継距離が検出され、補正部41へ中継距離情報を出力する。すると、補正部41においては中継距離情報を基に、表1に示されている中継距離に対応

する補正を、中継距離選択部 4 0 を操作する手を煩わすことなく行う。

このように、高周波ケーブル 3 3 のコネクタ 4 3 に距離識別子 4 2 を内蔵させたことによって、コネクタ 4 3 を処置用電源部 2 h に接続することによって、中継距離判別部 4 5 によって高周波ケーブル 3 3 の中継距離が検出され、その検出結果を基に得られる中継距離情報を補正部 4 1 に出力することによって、処置用電源部 2 d の設定値や測定値の項目を高周波ケーブル 3 3 の中継距離に応じて自動的に補正設定することができる。このことによって、中継距離に対応した加熱治療を安定して実施することができる。

Having described the preferred embodiments of the invention referring to the accompanying drawings, it should be understood that the present invention is not limited to those precise embodiments and various changes and modifications thereof could be made by one skilled in the art without departing from the spirit or scope of the invention as defined in the appended claims.

## 請求の範囲 (CLAIMS)

What is claimed is:

### 1. 処置システムは以下を含む；

電磁波により患者の生体断層画像を得る磁気共鳴診断装置；

前記磁気共鳴診断装置とともに設置される処置エネルギーにより患者の患部の処置を行うエネルギー処置具と、このエネルギー処置具及び前記磁気共鳴診断装置とともに設置され前記磁気共鳴診断装置によって生体断層画像の撮像を行う際に繰り返し出力される電磁波を受信するアンテナと、スイッチから入力されるオン／オフ制御信号又は、前記アンテナによって受信した電磁波の中に前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波が含まれているか否かの検出結果に基づき、前記エネルギー処置具に処置エネルギーを生成出力する処置用電源部と、この処置用電源部で生成出力された処置エネルギーを前記エネルギー処置具に伝送するエネルギー伝送ケーブルとを有するエネルギー処置装置。

### 2. クレーム 1 の処置システムであって；

前記処置用電源部は以下を備える。

処置エネルギーを生成して出力する出力部；

前記アンテナで受信した信号の中に磁気共鳴診断装置から出力された電磁波が存在する否かを検出して、磁気共鳴診断装置から出力された電磁波を検出したときパルス検出情報を出力する信号検出部；

前記スイッチから出力されるオン／オフ制御信号又は前記信号検出部から出力されるパルス検出情報が入力されて、前記エネルギー処置具に対して処置エネルギーを出力する前記出力部に対して所定の制御を行う制御部。

### 3. クレーム 2 の処置システムであって；

前記信号検出部は以下を備える。

前記アンテナによって受信された各種信号の中から、前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波の周波数成分のみを通過させるフィルタ回路；

前記フィルタ回路を通過した周波数成分の信号が前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波であると検出判定した際、前記制御部に前記パルス検出情報を出



力する検出回路。

4. クレーム3の処置システムであって；

前記制御部は、前記信号検出部の検出回路から出力されたパルス検出情報が該制御部に入力される状況においては前記スイッチから出力されるオン／オフ制御信号に関わらず前記出力部から前記エネルギー処置具に処置エネルギーが出力されることを停止させる状態又は出力を低減させる状態に切り替える制御を行い。

一方、該制御部は、この制御部に前記信号検出部の検出回路から出力されるパルス検出情報が入力されない状況においては、前記スイッチから出力されるオン／オフ制御信号によって前記出力部から前記エネルギー処置具に処置エネルギーを出力する状態とその出力を停止させる状態又は低減させる状態に切り替える制御を行う。

5. クレーム1の処置システムであって；

前記磁気共鳴診断装置及び前記エネルギー処置装置を構成するアンテナ及びエネルギー処置具をシールドルーム内に設置し、前記エネルギー処置装置の処置用電源部をシールドルーム外に設置した。

6. クレーム1の処置システムであって；

前記エネルギー処置装置は、

前記磁気共鳴診断装置とともに設置される処置エネルギーにより患者の患部の処置を行うエネルギー処置具；

このエネルギー処置具及び前記磁気共鳴診断装置とともに設置され前記磁気共鳴診断装置によって生体断層画像の撮像を行う際に繰り返し出力される電磁波を受信するアンテナ；

エネルギー処置具に処置エネルギーを出力する処置用電源部；

スイッチから入力されるオン／オフ制御信号又は、前記アンテナによって前記磁気共鳴診断装置から電磁波が出力されているか否かの検出結果に基づき、前記処置用電源部からエネルギー処置具に向けて処置エネルギーを出力させる駆動信号又は出力の停止又は出力を低減させる非駆動信号を生成して処置用電源部に出力する出力制御装置；

前記処置用電源部で生成されて出力された処置エネルギーを前記エネルギー処

置具に伝送するエネルギー伝送ケーブル：

前記出力制御装置で生成された駆動信号又は非駆動信号を前記処置用電源部に伝送する信号線。

7. クレーム6の処置システムであって；

前記処置用電源部は、

処置エネルギーを生成して出力する出力部と、前記出力制御装置と前記信号線によって接続されて、前記出力制御装置から出力される駆動信号又は非駆動信号を受けて前記出力部から前記エネルギー処置具に処置エネルギーを出力する状態とその出力を停止状態又は低減させる状態とに切り替える制御を行う制御部とを備える。

また、前記出力制御装置は、前記アンテナによって受信された各種信号の中から前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波の検出を行い、前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波を検出判定した際にパルス検出情報を出力する信号検出部と、この信号検出部に接続されるとともに前記スイッチと接続され、前記処置用電源部の制御部に向けて前記出力部から前記エネルギー処置具に処置エネルギーを出力される制御信号である駆動信号又はその出力を停止状態又は出力を低減させた状態にする制御信号である非駆動信号を出力する信号生成部とを備える。

8. クレーム1の処置システムであって；

さらに、前記エネルギー伝送ケーブルの中途部に配置されるリレー部を含む。

そして、前記リレー部は以下を含む；

前記エネルギー伝送ケーブルの端部がそれぞれ接続される一対の接点：

これら接点を接続状態又は非接続状態に切り替える可動片。

前記リレー部は、前記アンテナによって前記磁気共鳴診断装置から出力された電磁波を検出している状態においては、非接続状態である。

9. クレーム2の処置システムであって；

前記信号検出部からパルス検出情報が出力されている状態において、前記制御部は、前記出力部を制御して前記エネルギー処置具に対して処置エネルギーを出力することを停止又は、前記エネルギー処置具に対して出力される処置エネルギーを低減させる。

一方、前記信号検出部からパルス検出情報が出力されていない電磁波未検出状態において、前記制御部は、前記スイッチから出力されるオン／オフ制御信号に基づいて、前記出力部を制御して、該出力部からエネルギー処置具に対して処置エネルギーが出力される状態と、処置エネルギーを出力することを停止又は、出力を低減させる状態とに切り替える

10. クレーム1の処置システムであって；

さらに、前記エネルギー処置装置は以下を含む；

エネルギー処置具と処置用電源部との中継距離を設定する中継距離選択部；

前記中継距離選択部で設定された距離に応じて前記処置用電源部から出力される、少なくとも処置エネルギーの補正を行う補正部。

11. クレーム1の処置システムであって；

さらに、前記エネルギー処置装置は含む；

少なくともエネルギー伝送ケーブルに設けられ、ケーブル中継距離を示す距離識別子を内蔵した前記処置用電源部に接続されるコネクタ。

12. クレーム11の処置システムであって；

前記処置用電源部に、前記コネクタに内蔵されている距離識別子が示す距離を判別する中継距離判別部を設けた。

13. クレーム12の処置システムであって；

前記中継距離判別部は、距離識別子の抵抗値からケーブル中継距離を判別して、その判別結果を補正部に出力する。

すると、前記処置用電源部から出力される、少なくとも処置エネルギーが補正部によって補正される。

#### 要約 (ABSTRACT)

処置システムは、磁気共鳴診断装置とエネルギー処置装置とで構成されている。磁気共鳴診断装置は電磁波により患者の生体断層画像を得る。エネルギー処置装置は、磁気共鳴診断装置とともに設置される処置エネルギーにより患者の患部の処置を行うエネルギー処置具と、このエネルギー処置具及び磁気共鳴診断装置とともに設置され磁気共鳴診断装置によって生体断層画像の撮像を行う際に繰り返し出力される電磁波を受信するアンテナと、スイッチから入力されるオン／オフ制御信号又は、アンテナによって受信した電磁波の中に磁気共鳴診断装置から出力された電磁波が含まれているか否かの検出結果に基づき、エネルギー処置具に処置エネルギーを生成出力する処置用電源部と、この処置用電源部で生成出力された処置エネルギーをエネルギー処置具に伝送するエネルギー伝送ケーブルとを有している。